

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-89885
(P2009-89885A)

(43) 公開日 平成21年4月30日(2009.4.30)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/05 (2006.01) A 6 1 B 5/05 B 4 C 0 2 7

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 9 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2007-263170 (P2007-263170) (22) 出願日 平成19年10月9日 (2007.10.9)</p>	<p>(71) 出願人 000133179 株式会社タニタ 東京都板橋区前野町1丁目14番2号 (74) 代理人 100125689 弁理士 大林 章 (74) 代理人 100125335 弁理士 矢代 仁 (72) 発明者 笠原 靖弘 東京都板橋区前野町1丁目14番2号 株 式会社タニタ内 (72) 発明者 酒井 良雄 東京都板橋区前野町1丁目14番2号 株 式会社タニタ内 Fターム(参考) 4C027 AA06 CC02 DD05 EE01 FF02 GG07 GG13</p>
--	---

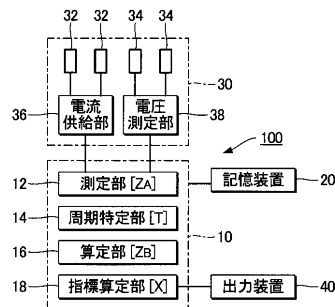
(54) 【発明の名称】 生体インピーダンス測定装置

(57) 【要約】

【課題】 生体の呼吸の影響を低減して生体インピーダンスを安定的に測定する。

【解決手段】 測定部12は、被検者の生体インピーダンスの測定値ZAを時系列的に生成する。周期特定部14は、測定値ZAが被検者の呼吸に伴なって変動する周期Tを特定する。算定部16は、周期T内の複数の測定値ZAの平均から生体インピーダンスの確定値ZBを算定する。例えば、算定部16は、周期T内における総ての測定値ZAの平均値を生体インピーダンスの確定値ZBとして算定する。指標算定部18は、生体インピーダンスの確定値ZBに基づいて体組成に関する指標値Xを算定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体インピーダンスを時系列的に測定する測定手段と、
前記測定手段による測定値が生体の呼吸に伴って変動する周期を特定する周期特定手段と、

前記周期内の複数の測定値の平均から生体インピーダンスの確定値を算定する算定手段と

を具備する生体インピーダンス測定装置。

【請求項 2】

前記周期特定手段は、生体インピーダンスの測定の開始後の最初の測定値の時点から次に測定値が極大および極小の一方となる第 1 極値点までの第 1 時間長の 2 倍と、前記第 1 極値点から次に測定値が極大および極小の他方となる第 2 極値点までの第 2 時間長との加算値を周期として特定する

請求項 1 の生体インピーダンス測定装置。

10

【請求項 3】

前記周期特定手段は、前記測定値が極大値となる各極値点の間隔または前記測定値が極小値となる各極値点の間隔を周期として特定する

請求項 1 の生体インピーダンス測定装置。

【請求項 4】

前記算定手段は、前記周期特定手段が特定した周期内の総ての測定値の平均値を生体インピーダンスの確定値として算定する

請求項 1 から請求項 3 の何れかの生体インピーダンス測定装置。

20

【請求項 5】

前記算定手段は、前記周期特定手段が特定した周期内における複数の測定値のうち最大値と最小値との平均値を生体インピーダンスの確定値として算定する

請求項 1 から請求項 3 の何れかの生体インピーダンス測定装置。

【請求項 6】

前記測定手段による測定値の時系列のうち所定の遮断周波数を上回る成分を抑制するローパスフィルタ処理手段を具備し、

前記周期特定手段は、前記ローパスフィルタ処理手段による処理後の測定値の時系列から周期を特定し、

前記算定手段は、前記ローパスフィルタ処理手段による処理後の測定値から生体インピーダンスの確定値を算定する

請求項 1 から請求項 5 の何れかの生体インピーダンス測定装置。

30

【請求項 7】

前記測定手段による測定値の時系列のうち所定の遮断周波数を下回る成分を抑制するハイパスフィルタ処理手段を具備し、

前記周期特定手段は、前記ハイパスフィルタ処理手段による処理後の測定値の時系列から周期を特定し、

前記算定手段は、前記ハイパスフィルタ処理手段による処理後の測定値から生体インピーダンスの確定値を算定する

請求項 1 から請求項 6 の何れかの生体インピーダンス測定装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体インピーダンスを測定する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

生体のインピーダンスを測定する技術が従来から提案されている。例えば特許文献 1 に

50

は、一対の電流印加電極と一対の電圧測定電極とを生体の腹部に接触させ、各電流印加電極間に交流電流を供給したときの各電圧測定電極間の電圧に基づいて腹部の生体インピーダンスを測定する技術が開示されている。

【特許文献1】特開2005-288023号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところで、腹部の横断面における内臓脂肪や骨格筋（腹筋）の面積の比率は呼吸時の横隔膜の運動に連動して変化する。したがって、特許文献1の技術においては、生体インピーダンスの測定値が呼気時と吸気時とで相違するという問題がある。以上の事情に鑑みて、本発明は、生体の呼吸の影響を低減して生体インピーダンスを安定的に測定することを目的としている。

10

【課題を解決するための手段】

【0004】

以上の課題を解決するために、本発明に係る生体インピーダンス測定装置は、生体インピーダンスを時系列的に測定する測定手段と、測定手段による測定値が生体の呼吸に伴なって変動する周期を特定する周期特定手段と、周期内の複数の測定値の平均から生体インピーダンスの確定値を算定する算定手段とを具備する。

【0005】

以上の構成においては、生体の呼吸に伴なって生体インピーダンスが変動する周期内の複数の測定値から生体インピーダンスの確定値が算定される。したがって、生体インピーダンスが1回だけ測定される構成と比較して、呼吸に起因した生体インピーダンスの変動を補償して生体インピーダンスの確定値を安定的に取得することが可能である。

20

【0006】

本発明の好適な態様において、周期特定手段は、生体インピーダンスの測定の開始後の最初の測定値の時点（例えば図4の時点 t_0 ）から次に測定値が極大および極小の一方となる第1極値点（例えば図4の極値点 t_1 ）までの第1時間長（例えば図4の時間長 T_1 ）の2倍と、第1極値点から次に測定値が極大および極小の他方となる第2極値点（例えば図4の極値点 t_2 ）までの第2時間長との加算値を周期として特定する。以上の態様によれば、生体インピーダンスの測定を開始した直後の測定値も生体インピーダンスの確定値の算定に使用できるから、測定部が生体インピーダンスの測定を継続する時間長を削減することが可能である。ただし、周期特定手段が周期を特定する方法は適宜に変更される。例えば、周期特定手段が、測定値が極大値となる各極値点（例えば図6の極値点 t_1 および t_2 ）の間隔または測定値が極小値となる各極値点の間隔を周期として特定する構成も好適である。

30

【0007】

本発明の好適な態様において、算定手段は、周期特定手段が特定した周期内の総ての測定値の平均値を生体インピーダンスの確定値として算定する。以上の構成によれば、測定値の時系列を部分的に使用して生体インピーダンスの確定値を算定する構成と比較して確定値を安定的に算定することが可能である。また、他の態様において、算定手段は、周期特定手段が特定した周期内における複数の測定値のうち最大値と最小値との平均値を生体インピーダンスの確定値として算定する。以上の態様によれば、確定値の算定に使用される測定値の個数が削減されるから、算定手段による算定の負荷が軽減されるという利点がある。

40

【0008】

本発明の好適な態様に係る生体インピーダンス測定装置は、測定手段による測定値の時系列のうち所定の遮断周波数を上回る成分を抑制するローパスフィルタ処理手段を具備し、周期特定手段は、ローパスフィルタ処理手段による処理後の測定値の時系列から周期を特定し、算定手段は、ローパスフィルタ処理手段による処理後の測定値から生体インピーダンスの確定値を算定する。以上の態様によれば、くしゃみや咳などに起因した突発的な

50

体動の影響が抑制されるから、さらに安定的に生体インピーダンスの確定値を算定することができる。

【0009】

本発明の好適な態様に係る生体インピーダンス測定装置は、測定手段による測定値の時系列のうち所定の遮断周波数を下回る成分を抑制するハイパスフィルタ処理手段を具備し、周期特定手段は、ハイパスフィルタ処理手段による処理後の測定値の時系列から周期を特定し、算定手段は、ハイパスフィルタ処理手段による処理後の測定値から生体インピーダンスの確定値を算定する。以上の構成によれば、緩やかな身体の揺動の影響を抑制されるから、さらに安定的に生体インピーダンスの確定値を算定することができる。

【0010】

本発明は、生体インピーダンスを測定する方法としても特定される。本発明のひとつの態様に係る生体インピーダンス測定方法は、制御装置が、生体インピーダンスを時系列的に測定し、測定値が生体の呼吸に伴って変動する周期を特定し、周期内の複数の測定値の平均から生体インピーダンスの確定値を算定する。以上の方法によっても、本発明に係る生体インピーダンス測定装置と同様の作用および効果が奏される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

< A : 第1実施形態 >

図1は、本発明の第1実施形態に係る生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図である。生体インピーダンス測定装置100は、被検者の腹部の生体インピーダンスを測定し、体組成に関する各種の指標値（以下「体組成指標」という）を当該生体インピーダンスから特定および出力する機器である。図1に示すように、生体インピーダンス測定装置100は、制御装置10と記憶装置20と測定電極部30と出力装置40とを具備する。

【0012】

制御装置10は、生体インピーダンス測定装置100の全体を制御する演算処理装置であり、プログラムを実行することで複数の要素（測定部12，周期特定部14，算定部16，指標算定部18）として機能する。記憶装置20（例えば半導体記憶装置）は、制御装置10が実行するプログラムや制御装置10が使用する各種のデータを記憶する。

【0013】

測定電極部30は、被検者の生体インピーダンスを測定するために使用される。図1に示すように、測定電極部30は、一对の電流印加電極32と一对の電圧測定電極34と電流供給部36と電圧測定部38とで構成される。各電流印加電極32は、相互に離間した位置で被検者の腹部に接触するように配置される。各電圧測定電極34は、各電流印加電極32の内側に相互に離間するように配置されて被検者の腹部に接触する。電流供給部36は、所定の周波数の交流電流（以下「測定用電流」という）を一对の電流印加電極32間に供給する。電圧測定部38は、測定用電流の供給時における一对の電圧測定電極34間の電圧（以下「検出電圧」という）を検出する。

【0014】

制御装置10の測定部12は、測定電極部30を使用して被検者の腹部の生体インピーダンスを順次に測定するとともに測定値ZAの時系列を記憶装置20に格納する。具体的には、測定の開始を利用者が操作子（図示略）から指示すると、測定部12は、測定用電流の発生を電流供給部36に指示し、測定用電流が被検者の腹部を經由して各電流印加電極32間を流れているときに電圧測定部38が検出する検出電圧と当該測定用電流との関係に基づいて、被検者の腹部における生体インピーダンスを複数回にわたって順次に算定する。

【0015】

図2は、測定部12が生成した測定値ZA（縦軸）の経時的な変化を示すグラフである。図2に示すように、生体インピーダンスの測定値ZAは、被検者の呼吸に同期して周期的に変動する。具体的には、測定値ZAの経時的な変動は、0.2Hz～0.33Hz程度の周波数（

10

20

30

40

50

3秒～5秒程度の周期)の正弦波に近似する。測定値ZAが呼吸に連動する理由を以下に説明する。

【0016】

図3は、腹部の横断面の構成(皮下脂肪52, 腹筋層54, 内臓脂肪56)が被検者の呼吸に同期して変化する様子を模式的に示す概念図である。同図の部分(A)は呼気時における腹部の横断面を示し、同図の部分(B)は吸気時における腹部の横断面を示す。図3に示すように、被検者が吸気すると、横隔膜の運動に連動して内臓脂肪56の面積が呼気時よりも拡大するとともに、腹筋層54が内側の内臓脂肪56によって伸長されて薄くなる。腹筋層54は内臓脂肪56や皮下脂肪52と比較して導電率が高いから、吸気時に測定される生体インピーダンスは呼気時の生体インピーダンスと比較して高くなる。生体イン

10

【0017】

図1の測定部12が測定値ZAを生成する周期(生体インピーダンスを測定する周期)は、生体インピーダンスの経時的な変動が測定値ZAの時系列に適切に反映されるように呼吸の平均的な周期に応じて選定される。呼吸の平均的な周波数は0.2Hz～0.33Hz(3秒～5秒程度の周期)であるから、原理的には呼吸の2倍の周波数(0.4Hz～0.66Hz(2.5秒～1.5秒程度の周期))で生体インピーダンスを測定すれば足りる。ただし、本形態においては、測定値ZAの経時的な変動が十分に仔細に捕捉されるように、測定部12は5Hzの周波数(0.2秒の周期)で測定値ZAを生成する。

20

【0018】

さらに、測定部12が生体インピーダンスの測定を継続する時間長は、呼吸の1周期よりも長時間となるように呼吸の平均的な周期に応じて選定される。呼吸の平均的な周期は3秒～5秒程度であるから、測定部12は、生体インピーダンスの測定を開始した時点(例えば利用者から指示が付与された時点)から10秒以上の期間にわたって順次に測定値ZAを生成する。

【0019】

図1の周期特定部14は、被検者の呼吸に伴なって測定値ZAが変動する周期(すなわち呼吸の周期)Tを特定する。本形態の周期特定部14は、記憶装置20に格納された測定値ZAの時系列から周期Tを特定する。周期Tを特定する方法は本発明において任意であるが、例えば以下の方法が好適に採用される。

30

【0020】

図4に示すように、周期特定部14は、生体インピーダンスの測定の開始後における最初の測定値ZAの時点t0から次に測定値ZAが極値(極大および極小の一方)となる極値点t1までの時間長(測定値ZAのサンプル数)T1と、極値点t1から次に測定値ZAが極値(極大および極小の他方)となる極値点t2までの時間長T2とを特定する。そして、周期特定部14は、時間長T1の2倍と時間長T2との加算値を周期Tとして算定する。

【0021】

図1の算定部16は、周期T内の複数の測定値ZAに基づいて生体インピーダンスの確定的な数値(以下「確定値」という)ZBを算定する。さらに詳述すると、算定部16は、周期特定部14が特定した周期T内に存在する総ての測定値ZAの平均値(相加平均や相乗平均)を生体インピーダンスの確定値ZBとして算定する。

40

【0022】

図1の指標算定部18は、生体インピーダンスの確定値ZBに基づいて体組成指標Xを算定する。例えば、指標算定部18は、全身脂肪率、体幹部脂肪率、腹部皮下脂肪面積、内臓脂肪面積、皮下脂肪厚の少なくともひとつを体組成指標Xとして算定する。体組成指標Xの算定には、例えば、腹部の生体インピーダンスと各体組成指標Xとの実測値を統計的に処理することで決定された回帰式が使用される。なお、生体インピーダンス以外の指標値(例えば身長、体重、年齢、性別、体格指数(BMI))を生体インピーダンスとともに体組成指標Xの算定に使用する構成も好適である。

50

【 0 0 2 3 】

出力装置 4 0 は、指標算定部 1 8 が算定した体組成指標 X を出力する。例えば、体組成指標 X を表示する表示装置や体組成指標 X を用紙に印刷する印刷装置や体組成指標 X を音声で出力する放音装置が出力装置 4 0 として採用される。

【 0 0 2 4 】

以上に説明したように、本形態においては、周期 T 内の複数の測定値 Z A から生体インピーダンスの確定値 Z B が算定されるから、生体インピーダンスを 1 回だけ測定する構成と比較すると、被検者の呼吸に起因した生体インピーダンスの変動を補償して正確な生体インピーダンス（さらには体組成指標 X）を安定的に取得することが可能である。

【 0 0 2 5 】

なお、例えば周期 T の整数倍ではない期間内の各測定値 Z A から確定値 Z B を算定する構成においては、当該期間の時間軸上における位置に応じて確定値 Z B が変動する可能性がある。本形態においては、周期特定部 1 4 が特定した周期 T 内の測定値 Z A に基づいて確定値 Z B が算定されるから、確定値 Z B の算定に使用される測定値 Z A の区間の時間軸上における位置に拘わらず、生体インピーダンスの確定値 Z B を安定的に算定することが可能である。以上の説明から理解されるように、測定値 Z A の変動の 1 周期の整数倍を周期特定部 1 4 が周期 T として特定する構成も好適に採用される。

【 0 0 2 6 】

< B : 第 2 実施形態 >

次に、本発明の第 2 実施形態を説明する。なお、本形態のうち作用や機能が第 1 実施形態と同等である要素については、以上と同じ符号を付して各々の詳細な説明を適宜に省略する。図 5 は、生体インピーダンス測定装置 1 0 0 の構成を示すブロック図である。図 5 に示すように、本形態の生体インピーダンス測定装置 1 0 0 は、フィルタ処理部 6 0 を第 1 実施形態の制御装置 1 0 に追加した構成である。

【 0 0 2 7 】

生体インピーダンスは、被検者の呼吸の他に、くしゃみや咳などに起因した瞬間的な体動や緩やかな身体の揺動にも影響される。フィルタ処理部 6 0 は、測定部 1 2 が生成した測定値 Z A の時系列に対してフィルタ処理を実行することで、呼吸以外の体動の影響を低減する。

【 0 0 2 8 】

図 5 に示すように、フィルタ処理部 6 0 は、ローパスフィルタ処理部 (LPF) 6 2 とハイパスフィルタ処理部 (HPF) 6 4 とで構成される。ローパスフィルタ処理部 6 2 は、測定値 Z A の変動のうち遮断周波数 F 1 を上回る成分を抑制することで、くしゃみや咳などに起因した瞬間的な体動の影響を抑制する。遮断周波数 F 1 は、呼吸の平均的な周波数 (0.2 Hz ~ 0.33 Hz) を上回り、呼吸以外の瞬間的な体動に起因した測定値 Z A の変動の周波数を下回る数値 (例えば 10 Hz) に設定される。

【 0 0 2 9 】

ハイパスフィルタ処理部 6 4 は、測定値 Z A の変動のうち遮断周波数 F 2 ($F 2 < F 1$) を下回る成分を抑制することで、緩やかな身体の揺動の影響を抑制する。遮断周波数 F 2 は、呼吸の平均的な周波数 (0.2 Hz ~ 0.33 Hz) を下回り、身体の揺動の周波数を上回る数値 (例えば 0.05 Hz) に設定される。

【 0 0 3 0 】

フィルタ処理部 6 0 (ローパスフィルタ処理部 6 2 およびハイパスフィルタ処理部 6 4) による処理後の測定値 Z A の時系列は記憶装置 2 0 に格納される。周期特定部 1 4 は、フィルタ処理後の測定値 Z A の時系列から第 1 実施形態と同様の方法で周期 T を特定し、算定部 1 6 は、フィルタ処理後の測定値 Z A から生体インピーダンスの確定値 Z B を算定する。

【 0 0 3 1 】

以上に説明したように、本形態においては、遮断周波数 F 1 を上回る成分と遮断周波数 F 2 を下回る成分とを抑制するフィルタ処理後の測定値 Z A の時系列に基づいて周期 T の特

10

20

30

40

50

定や確定値 ZB の算定が実行されるから、瞬間的な体動や身体の揺動の影響を低減して高精度に生体インピーダンスの確定値 ZB (さらには体組成指標 X) を算定することが可能である。なお、ローパスフィルタ処理部 62 およびハイパスフィルタ処理部 64 に代えて、周波数 F1 から周波数 F2 までを通過帯域とするバンドパスフィルタをフィルタ処理部 60 として採用してもよい。

【0032】

< C : 変形例 >

以上の各形態には様々な変形が加えられる。具体的な変形の態様を例示すれば以下の通りである。なお、以下の例示から 2 以上の態様を任意に選択して組み合わせてもよい。

【0033】

10

(1) 変形例 1

周期特定部 14 が周期 T を特定する方法は以上の例示に限定されない。例えば、測定値 ZA が極大値となる 2 個の極値点の間隔または測定値 ZA が極小値となる 2 個の極値点の間隔を周期特定部 14 が周期 T として特定する構成も好適である。さらに詳述すると、周期特定部 14 は、測定値 ZA が極大値または極小値となる極値点 (測定値 ZA) を測定値 ZA の時系列から順次に特定し、図 6 に示すように、生体インピーダンスの測定を開始した時点 t0 からみて最初の極値点 t1 と、当該極値点 t1 から数えて 2 個目の極値点 t3 との間隔を周期 T として特定する。なお、図 6 の方法においては、生体インピーダンスの測定を開始後における最初の極値点 t1 から周期 T が起算される (測定を開始した時点 t0 から極値点 t1 までの測定値 ZA は破棄される)。これに対して、図 4 に例示した第 1 実施形態の方法においては、生体インピーダンスの測定を開始した時点 t0 から周期 T が起算されるから、測定部 12 が生成すべき測定値 ZA の個数が図 6 の方法と比較して削減されるという利点がある。

20

【0034】

(2) 変形例 2

以上の各形態においては、周期 T 内の総ての測定値 ZA の平均値を生体インピーダンスの確定値 ZB としたが、周期 T 内の測定値 ZA が部分的に確定値 ZB の算定に使用される構成も好適である。例えば、周期 T 内の測定値 ZA の最大値 (極大値) と最小値 (極小値) との平均値を算定部 16 が確定値 ZB として算定する構成も採用される。

【0035】

30

(3) 変形例 3

以上の各形態においては電極 (電流印加電極 32, 電圧測定電極 34) を被検者の腹部に接触させて生体インピーダンスを測定したが、被検者の手足に電極を接触させて生体インピーダンス (測定値 ZA) を測定する構成も採用される。また、測定用電流の周波数を变化させた複数の場合の各々について生体インピーダンスの測定値 ZA の生成と確定値 ZB の演算とを実行し、複数の確定値 ZB に基づいて体組成指標 X を算定する構成も好適である。

【0036】

(4) 変形例 4

以上の各形態においては生体インピーダンスの確定値 ZB から体組成指標 X を算定したが、体組成指標 X を算定する指標算定部 18 は適宜に省略される。また、ローパスフィルタ処理部 62 およびハイパスフィルタ処理部 64 の一方のみをフィルタ処理部 60 とした構成も採用される。

40

【0037】

(5) 変形例 5

生体インピーダンスの測定が開始された直後には被検者の呼吸が不規則である可能性がある。そこで、生体インピーダンスの測定を開始してから呼吸が規則的となった後に生成された測定値 ZA の時系列に基づいて周期 T の特定や生体インピーダンスの確定値 ZB の算定を実行する構成も好適に採用される。周期特定部 14 は、測定値 ZA の時系列について周期性の有無を順次に判定する。例えば、周期特定部 14 は、図 4 や図 6 に例示した方法

50

で順次に測定値ZAの時系列の周期T0を特定し、複数の周期T0の時間長が連続して所定の範囲内にある場合に呼吸の周期性を肯定する。そして、周期特定部14は、周期性が肯定された複数の周期T0の何れかを周期Tとして特定する。算定部16は、周期特定部14が特定した周期T内の複数の測定値ZAから生体インピーダンスの確定値ZBを算定する。以上の構成によれば、呼吸が規則的となった段階で生体インピーダンスの確定値ZB(さらには体組成指標X)が算定されるから、測定部12による測定の当初の測定値ZAから確定値ZBの算定に使用される構成と比較して、生体インピーダンスの確定値ZBを正確かつ安定的に算定することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0038】

10

【図1】第1実施形態に係る生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図である。

【図2】生体インピーダンスの測定値の経時的な変化を示すグラフである。

【図3】腹部の横断面の要素が呼吸に連動して変化する様子を示す概念図である。

【図4】周期特定部の動作を説明するための概念図である。

【図5】第2実施形態に係る生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図である。

【図6】変形例に係る周期特定部の動作を説明するための概念図である。

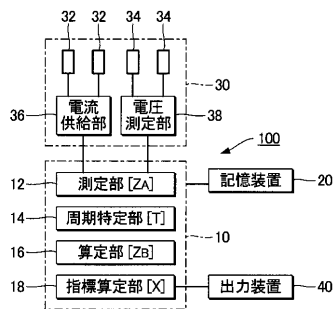
【符号の説明】

20

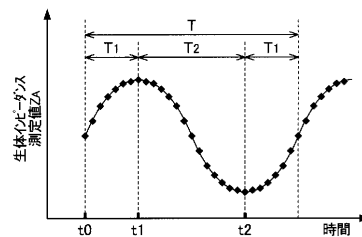
【0039】

100...生体インピーダンス測定装置、10...制御装置、12...測定部、14...周期特定部、16...算定部、18...指標算定部、20...記憶装置、30...測定電極部、40...出力装置、52...皮下脂肪、54...腹筋層、56...内臓脂肪、60...フィルタ処理部、62...ローパスフィルタ処理部、64...ハイパスフィルタ処理部。

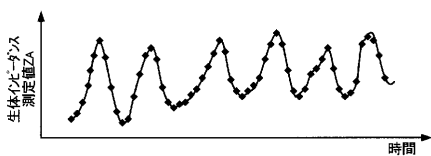
【図1】



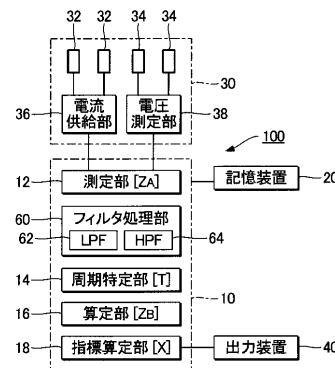
【図4】



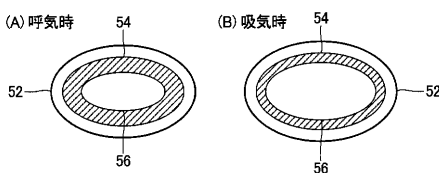
【図2】



【図5】



【図3】



【 図 6 】

